

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

10971 U.S. PRO
10/098593
03/18/02

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されて
いる事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed
with this Office

出願年月日
Date of Application: 2001年 6月19日

BEST AVAILABLE COPY

出願番号
Application Number: 特願2001-184206

[ST.10/C]: [JP2001-184206]

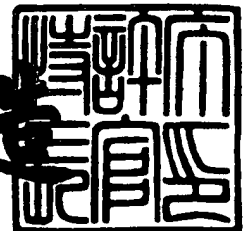
出願人
Applicant(s): 株式会社日立製作所

U.S. Appln Filed 3-18-02
Inventor: S. Kojima et al
Mattingly Stanger Malor
Docket ASA-1075

2002年 2月15日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

及川耕造



【書類名】 特許願

【整理番号】 1101006901

【あて先】 特許庁長官 殿

【国際特許分類】 G01T 1/00

【発明の名称】 放射線検診装置

【請求項の数】 23

【発明者】

【住所又は居所】 茨城県日立市大みか町七丁目2番1号
株式会社 日立製作所 電力・電機開発研究所内

【氏名】 小嶋 進一

【発明者】

【住所又は居所】 茨城県日立市大みか町七丁目2番1号
株式会社 日立製作所 電力・電機開発研究所内

【氏名】 梅垣 菊男

【発明者】

【住所又は居所】 茨城県日立市大みか町七丁目2番1号
株式会社 日立製作所 電力・電機開発研究所内

【氏名】 岡崎 隆司

【発明者】

【住所又は居所】 茨城県日立市大みか町七丁目2番1号
株式会社 日立製作所 電力・電機開発研究所内

【氏名】 雨宮 健介

【発明者】

【住所又は居所】 茨城県日立市大みか町七丁目2番1号
株式会社 日立製作所 電力・電機開発研究所内

【氏名】 北口 博司

【発明者】

【住所又は居所】 茨城県日立市大みか町七丁目2番1号
株式会社 日立製作所 電力・電機開発研究所内

【氏名】 上野 雄一郎

【特許出願人】

【識別番号】 000005108

【氏名又は名称】 株式会社 日立製作所

【代理人】

【識別番号】 100075096

【弁理士】

【氏名又は名称】 作田 康夫

【電話番号】 03-3212-1111

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 013088

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 放射線検診装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

X線を放出するX線源装置と、被検診者を透過した前記X線及び前記被検診者から放出された γ 線を検出して前記X線の検出信号である第1検出信号及び前記 γ 線の検出信号である第2検出信号を出力する複数の放射線検出器とを備えたことを特徴とする放射線検診装置。

【請求項 2】

前記第1検出信号に基づいて前記被検診者の第1断層像のデータを作成し、前記第2検出信号に基づいて被検診者の第2断層像のデータを作成し、かつ前記第1断層像のデータと前記第2断層像のデータとを合成した合成断層像のデータを作成する断層像データ作成装置を備えた請求項1記載の放射線検診装置。

【請求項 3】

前記X線源装置からのX線の放出及び停止を交互に行わせかつそのX線の放出を設定された時間の間に行わせる制御装置を備えた請求項1または請求項2記載の放射線検診装置。

【請求項 4】

X線を放出するX線源装置と、被検診者を透過した前記X線及び前記被検診者から放出された γ 線を検出して前記X線の検出信号である第1検出信号及び前記 γ 線の検出信号である第2検出信号を含む出力信号を出力する複数の放射線検出器とを備えたことを特徴とする放射線検診装置。

【請求項 5】

入力した前記出力信号から前記第1検出信号と前記第2検出信号とを分離し、かつ前記複数の放射線検出器の各々に接続された信号分離装置を備えた請求項4記載の放射線検診装置。

【請求項 6】

前記第1検出信号に基づいて前記被検診者の第1断層像のデータを作成し、前記第2検出信号に基づいて被検診者の第2断層像のデータを作成し、かつ前記第

1 断層像のデータと前記第 2 断層像のデータとを合成した合成断層像のデータを作成する断層像データ作成装置を備えた請求項 5 の放射線検診装置。

【請求項 7】

X線を放出するX線源装置と、被検診者を透過した前記X線及び前記被検診者から放出された γ 線を検出して前記X線の検出信号である第1検出信号及び前記 γ 線の検出信号である第2検出信号を含む出力信号を出力する複数の第1放射線検出器と、前記X線の検出信号である第1検出信号及び前記 γ 線の検出信号である第2検出信号を含む出力信号を出力する複数の第2放射線検出器と、前記第1放射線検出器の出力信号をもとに前記第1検出信号の強度を求める信号処理装置と、前記第2放射線検出器の出力信号から前記第2検出信号を分離する信号分離装置と、前記信号分離装置で分離された第2検出信号に対する計数値を求める計数装置とを備えたことを特徴とする放射線検診装置。

【請求項 8】

前記第1検出信号の強度に基づいて前記被検診者の第1断層像のデータを作成し、前記第2検出信号の計数値に基づいて被検診者の第2断層像のデータを作成し、かつ前記第1断層像のデータと前記第2断層像のデータとを合成した合成断層像のデータを作成する断層像データ作成装置を備えた請求項 7 の放射線検診装置。

【請求項 9】

被検診者を乗せて長手方向に移動可能なベッドを有する被検診者保持装置と、撮像装置とを備え、

前記撮像装置が、前記ベッドが挿入される孔部でかつ貫通する前記孔部を有するケーシングと、前記孔部を取囲むようにして前記ケーシングに設けられた環状のガイドレールに沿って移動するX線源装置と、前記孔部の周囲を取囲んで前記ケーシングに設置され、前記被検診者を透過した前記X線及び前記被検診者から放出された γ 線を検出して前記X線の検出信号である第1検出信号及び前記 γ 線の検出信号である第2検出信号を出力する複数の放射線検出器とを備えたことを特徴とする放射線検診装置。

【請求項 10】

前記第 1 検出信号に基づいて前記被検診者の第 1 断層像のデータを作成し、前記第 2 検出信号に基づいて被検診者の第 2 断層像のデータを作成し、かつ前記第 1 断層像のデータと前記第 2 断層像のデータとを合成した合成断層像のデータを作成する断層像データ作成装置を備えた請求項 9 記載の放射線検診装置。

【請求項 1 1】

前記 X 線源装置からの X 線の放出及び停止を交互に行わせかつその X 線の放出を設定された時間の間に行わせる X 線源制御装置を備えた請求項 9 記載の放射線検診装置。

【請求項 1 2】

前記第 1 検出信号を処理する第 1 信号処理装置、前記第 2 検出信号を処理する第 2 信号処理装置、及び前記放射線検出器からの前記第 1 検出信号を前記第 1 信号処理装置に伝え、かつ前記放射線検出器からの前記第 2 検出信号を前記第 2 信号処理装置に伝える切替装置を有する信号処理装置を、前記放射線検出器毎に設け、前記 X 線源装置の位置に応じて選択された前記放射線検出器から出力された前記第 1 検出信号を前記第 1 信号処理装置に伝えるように前記切替装置を制御する切替制御装置を備えた請求項 1 1 記載の放射線検診装置。

【請求項 1 3】

前記第 1 信号処理装置の出力に基づいて前記被検診者の第 1 断層像のデータを作成し、前記第 2 信号処理装置の出力に基づいて被検診者の第 2 断層像のデータを作成し、かつ前記第 1 断層像のデータと前記第 2 断層像のデータとを合成した合成断層像のデータを作成する断層像データ作成装置を備えた請求項 1 2 記載の放射線検診装置。

【請求項 1 4】

前記 X 線源装置からの X 線の放出及び停止を交互に行わせかつその X 線の放出を設定された時間の間に行わせる X 線源制御装置を備えた請求項 1 0 記載の放射線検診装置。

【請求項 1 5】

被検診者を乗せて長手方向に移動可能なベッドを有する被検診者保持装置と、撮像装置とを備え、

前記撮像装置が、前記ベッドが挿入される孔部でかつ貫通する前記孔部を有するケーシングと、前記孔部を取囲むようにして前記ケーシングに設けられた環状のガイドレールに沿って移動するX線源装置と、前記孔部の周囲を取囲んで前記ケーシングに設置され、前記被検診者を透過した前記X線及び前記被検診者から放出された γ 線を検出して前記X線の検出信号である第1検出信号及び前記 γ 線の検出信号である第2検出信号を含む出力信号を出力する複数の放射線検出器とを備えたことを特徴とする放射線検診装置。

【請求項16】

入力した前記出力信号から前記第1検出信号と前記第2検出信号とを分離し、かつ前記複数の放射線検出器の各々に接続された信号分離装置を備えた請求項15記載の放射線検診装置。

【請求項17】

前記第1検出信号と前記第2検出信号の分離を前記出力信号のエネルギーに基づいて行う前記信号分離装置を備えた請求項15の放射線検診装置。

【請求項18】

前記第1検出信号に基づいて前記被検診者の第1断層像のデータを作成し、前記第2検出信号に基づいて前記被検診者の第2断層像のデータを作成し、かつ前記第1断層像のデータと前記第2断層像のデータとを合成した合成断層像のデータを作成する断層像データ作成装置を備えた請求項16の放射線検診装置。

【請求項19】

入力した前記出力信号から分離した前記第1検出信号を処理する第1信号処理装置を各々の前記放射線検出器毎に設け、入力した前記出力信号から分離した前記第2検出信号を処理する第2信号処理装置を各々の前記放射線検出器毎に設けた請求項18記載の放射線検診装置。

【請求項20】

前記第1信号処理装置の出力に基づいて前記被検診者の第1断層像のデータを作成し、前記第2信号処理装置の出力に基づいて前記被検診者の第2断層像のデータを作成し、かつ前記第1断層像のデータと前記第2断層像のデータとを合成した合成断層像のデータを作成する断層像データ作成装置を備えた請求項18ま

たは請求項 1 9 記載の放射線検診装置。

【請求項 2 1】

前記撮像装置は、各前記放射線検出器に対向させて配置されたコリメータを備え、前記コリメータは前記放射線検出器よりも前記孔部の中心側に位置している請求項 1 ないし請求項 2 0 のいずれかに記載の放射線検診装置。

【請求項 2 2】

前記コリメータは前記ケーシング内に設けられた直線状のガイドに移動可能に設置され、前記コリメータを前記孔部の軸方向に移動させる駆動装置を設けた請求項 2 1 記載の放射線検診装置。

【請求項 2 3】

前記放射線検出器は、半導体放射線検出器及びシンチレータのいずれかである請求項 1 ないし請求項 2 2 のいずれかに記載の放射線検診装置。

【発明の詳細な説明】

【0 0 0 1】

【発明の属する技術分野】

本発明は、放射線検診装置に係り、特に X 線 C T, 陽電子放出型 C T (ポジトロン・エミッション・コンピューテッド・トモグラフィ (Positron Emission Computed Tomography)、以下、P E T という) 及び単光子放出型 C T (シングル・フォトン・エミッション・コンピューテッド・トモグラフィ (Single Photon Emission Computed Tomography))、以下、S P E C T という) に適用するのに好適な放射線検診装置に関するものである。

【0 0 0 2】

【従来の技術】

被検診者の体内の機能、形態を無侵襲で撮像する技術として、放射線を用いた検査がある。その中で、使用する放射線を用いた代表的な検査方法として、X 線 C T, P E T 及び S P E C T がある。X 線 C T は X 線源から放出された放射線を被検診者に照射し、その被検診者の体内における放射線の透過率から体内の形態を撮像する方法である。体内を透過した X 線の強度を放射線検出器で検出することにより、X 線源と放射線検出器との間の線減弱係数が求まる。この線減弱係数

をアイトリプルイー トランザクション オン ニュークリア サイエンス (IEEE Transaction on Nuclear Science) NS-21 巻の 21 頁に記載されているフィルタードバックプロジェクション法 (Filtered Back Projection Method) などを用いて各ボクセルの線減弱係数を求め、その値を CT 値に変換する。X 線 CT によく用いられる線源は約 80 keV 前後である。

【0003】

PET は、陽電子放出核種 (^{15}O , ^{13}N , ^{11}C , ^{18}F 等)、及び体内の特定の細胞に集まる性質を有する物質を含む放射性薬剤を被検診者に投与し、その放射性薬剤が体内のどの部位で多く消費されているかを調べる方法である。放射性薬剤中の陽電子放出核種から放出された陽電子が、付近の細胞の電子と結合して消滅し、511 keV のエネルギーを有する一対の γ 線を放射する。これらの γ 線は、互いに正反対の方向に放射される。この一対の γ 線を γ 線検出器で検知すれば、どの 2 つの検出素子の間で陽電子が放出されたかがわかる。それらの多数の γ 線対を検知することで、放射性薬剤を多く消費する場所がわかる。例えば、特定の細胞に集まる性質を有する物質として糖を用いて陽電子放出核種を含む放射性薬剤を製造した場合、この放射性薬剤は糖代謝の激しい癌細胞に集まる。このため、癌病巣を発見することが可能である。なお、得られたデータは、先ほど示したフィルタードバックプロジェクションなどの方法により各ボクセルの放射線発生密度に変換される。PET に用いられる ^{15}O , ^{13}N , ^{11}C , ^{18}F は 2 分から 110 分の短半減期の放射性同位元素である。

【0004】

PET による検査では、陽電子消滅の際に発生する γ 線が被検診者の体内で減衰するため、トランスミッション像を撮像し補正する。トランスミッション像とは、例えば放射線源にセシウムを用いて γ 線を入射させ、被検診者の体内を透過した γ 線の強度を測定することにより体内における γ 線の減衰率を測定する方法である。得られた γ 線減衰率を用いて体内での γ 線減衰率を見積もり PET で得られたデータを補正することにより、より高精度な PET 像を得ることが可能である。

【0005】

SPECTは、シングルフォトン放出核種を含む放射性薬剤を被検診者に投与し、核種から放出される γ 線を γ 線検出器で検出する。SPECTによる検査時によく用いられるシングルフォトン放出核種から放出される γ 線のエネルギーは数100keV前後である。SPECTの場合、単一 γ 線が放出されるため、検出素子に入射した角度が得られない。そこで、コリメータを用いて特定の角度から入射する γ 線のみを検出することにより角度情報を得ている。SPECTは、特定の腫瘍や分子に集積する性質を有する物質、及びシングルフォトン放出核種(^{99}Tc , ^{67}Ga , ^{201}Tl 等)を含む放射性薬剤を被検診者に投与し、放射性薬剤より発生する γ 線を検知して放射性薬剤を多く消費する場所を特定する検査方法である。SPECTの場合も、得られたデータはフィルタードバックプロジェクションなどの方法により各ボクセルのデータに変換する。なお、SPECTでもトランスミッション像を撮影することがしばしばある。SPECTに用いられる ^{99}Tc , ^{67}Ga , ^{201}Tl は、PETに用いられる放射性同位元素の半減期よりも長く6時間から3日である。

【0006】

従来、以上に述べた各検査はそれぞれ独立に行っていた。PET及びSPECTによる検査では検査装置内で放射性薬剤の消費量分布を知ることは可能である。しかしながら、被検診者の体内の部位との対応に関する情報が無いため、病巣の詳細位置が判らない場合がある。このため、近年、PET像またはSPECT像と、被検診者の体内の部位が特定できるX線CT像との結合が行われている。その放射線検診装置の一例が、特開平7-20245号公報に記載されている。すなわち、その放射線検診装置は、X線CT装置の撮像装置とPET装置の撮像装置とを直ぐ側に並列に設置し、擬似的な同時撮像を行う。被検診者は、被検診者保持装置のベッド上に横たえられ、ベッドの水平方向の移動により両撮像装置内に順次移送される。被検診者は、X線CT装置の撮像装置で撮影された後、PET装置の撮像装置で撮影される。この場合、2つの撮影を行う時間間隔が短く、被検診者はベッドの上で殆ど動かないため2つの撮像装置で得られた撮像データであるPETデータとX線CTデータの対応関係が分かる。その対応関係の情報をを用いて、PETデータとX線CTデータとを結合し、被検診者の病巣位置の特定

を行っている。

【0007】

特開平9-5441号公報は、ベッドを兼用して、X線CT装置の撮像装置とSPECT装置の撮像装置を直ぐ側で並列に配置した放射線検診装置を記載している。各撮像装置で得られた撮像データであるX線CTデータとSPECTデータとを結合し、被検診者の病巣位置の特定を行っている。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】

上記の各公開公報に記載された放射線検診装置では、一見すると2つの撮像データの位置関係が明確であるように思えるが、被検診者が両撮像装置の間で動く可能性がある。最近でのPET装置の撮像装置の分解能は約5mmであり、X線CT装置の撮像装置の分解能はそれよりも約1桁小さく約0.5mmである。そのため、両撮像装置の間で被検診者が動いたり、被検診者の角度が変われば両撮像装置で得られた各撮像データの対応関係が不明瞭になる。その結果、例えば、各々の撮像データを画像再構成した後、共通して各像に存在する特徴領域を抽出し、その特徴領域の位置関係から、各像の位置関係を求め、位置合わせを行う必要が生じる。また、これらの放射線検診装置は、放射線検出器等をそれぞれ有する2つの撮像装置を備えているため装置構成が複雑である。

【0009】

本発明の目的は、装置構成が単純化された放射線検診装置を提供することにある。

【0010】

【課題を解決するための手段】

上記の目的を達成する本発明の特徴は、被検診者を透過したX線及びその被検診者から放出された γ 線を検出してそのX線の検出信号である第1検出信号及びその γ 線の検出信号である第2検出信号を出力する複数の放射線検出器を備えたことにある。それぞれの放射線検出器でX線及び γ 線を検出することができるため、被検診者を透過したX線を検出する複数の放射線検出器を備えた撮像装置及び被検診者から放出された γ 線を検出する複数の放射線検出器を備えた他の撮像

装置を備えた従来の放射線検診装置に比べて装置構成が著しく単純化される。

【0011】

好ましくは、その第1検出信号に基づいて被検診者の第1断層像のデータを作成し、その第2検出信号に基づいて被検診者の第2断層像のデータを作成し、かつ第1断層像のデータと第2断層像のデータとを合成した合成断層像のデータを作成する断層像データ作成装置を備える。

【0012】

【発明の実施の形態】

(実施例1)

本発明の好適な一実施例である放射線検診装置を、図1及び図2を用いて以下に説明する。本実施例の放射線検診装置は、撮像装置13、被検診者保持装置11、信号弁別装置4、同時計数装置5、記憶装置6、コンピュータ14及びモニタ32を備えている。被検診者保持装置11は、保持部12、および保持部12の上端部に位置して長手方向に移動可能に保持部12に設置されたベッド8を有する。撮像装置13は、放射線検出器2、貫通している孔部18を有するケーシング15、X線源装置16及びガイドレール50を備える。撮像装置13は、ベッド8の長手方向に対して直角の方向に設置される。放射線検出器2は半導体放射線検出器であり、多数の放射線検出器2（合計10000個）が孔部18の周囲を取囲むように配列されてケーシング15に設置される。放射線検出器2は、孔部18の円周方向に多数配列される。この円周方向における放射線検出器2の配列が、孔部18の奥行き方向、すなわちベッド8の移動方向に複数列配置される。放射線検出器2の検出部である半導体素子部は、カドミウムテルル（CdTe）、ガリウムヒ素（GaAs）、またはカドミウムテルル亜鉛（CZT）等で構成される。

【0013】

X線源装置16は、X線源3、駆動装置制御装置9及びX線源駆動装置17を有する。X線源駆動装置17は、ケーシング内に、図示されていないが、モーター、及び減速機構を有する動力伝達機構を備える。動力伝達機構は、モーターに連結される。X線源3は、X線源駆動装置17のケーシングに取り付けられて、孔

部18内に伸びている。環状のガイドレール50は、ケーシング15の被検診者保持装置11に面する側壁に、孔部18を取囲むように設置される。X線源駆動装置17は、落下しないようにかつ環状のガイドレール50に沿って移動可能にガイドレール50に取付けられる。X線源駆動装置17は、図示していないが、前述の動力伝達機構から回転力を受けるピニオンを有する。このピニオンはガイドレール50に設けられたラックと噛合う。

【0014】

信号弁別装置4は、波形整形装置41、 γ 線弁別装置42及び波高分析装置43を有する。信号弁別装置4は、配線19によって放射線検出器2に接続される。信号弁別装置4は、各々の放射線検出器2毎に1個設けられる。配線19は信号弁別装置4の波形整形装置41に接続される。 γ 線弁別装置42及び波高分析装置43は波形整形装置41に接続される。 γ 線弁別装置42は同時計数装置5を介してコンピュータ14に接続される。同時計数装置5は1個であり γ 線弁別装置42に接続される。同時計数装置5は、幾つかの γ 線弁別装置42毎に設けても良い。各波高分析装置43はコンピュータ14に接続される。記憶装置6及びモニタ32がコンピュータ14に接続される。電源44のマイナス端子は抵抗20を介して配線19に接続され、電源44のプラス端子は放射線検出器2に接続される。信号弁別装置4は信号処理装置である。この信号処理装置は、波高分析装置43を有する第1の信号処理装置、及び波形整形装置41及び γ 線弁別装置42を有する第2信号処理装置を備える。

【0015】

本実施例は、X線CT検査（X線源3から放射されて被検診者の体内を投下したX線を放射線検出器で検出する行為）及びPET検査（PET用の放射性薬剤に起因して被検診者の体内から放射される γ 線を放射線検出器で検出する行為）を一台の撮像装置13を用いて行う例である。

【0016】

検診を行う前に、まず、被検診者7の体内に、予め注射などの方法によりPET用の前述した放射性薬剤を投与し、放射性薬剤が撮像可能な状態に体内に拡散して患部に集まるまでの所定時間を待機する。放射性薬剤は、検診する患部に応じ

て選ばれる。その所定時間の経過によって放射性薬剤は、被検診者7の患部（例えば癌の患部）に集まる。その所定時間が経過した後、被検診者7を被検診者保持装置11のベッド8上に寝かせる。なお、検査の種類によっては、放射性薬剤をベッド8上に寝かせられた被検診者7に投与することもある。また、その放射性薬剤を被検診者7に投与しながら、撮像装置13で被検診者7を撮像することもある。例えば、半減期が2分である¹⁵Oを使用する場合には、それを被検診者7に投与しながら撮像を行う。

【0017】

撮像装置13を用いて被検診者7の撮像を行う場合、ベッド8を撮像装置13に向かって移動させる。ベッド8上の被検診者7及びベッド8が、孔部18内に挿入されて反対側に向かって移動する。被検診者7の体内の患部より放出された511keVの γ 線は、放射線検出器2に入射される。一方、X線源3から照射されたあるエネルギーを有するX線は、被検診者7を透過後、放射線検出器2に入射される。X線のエネルギーは例えば80keVである。X線CT検査中は、X線源装置16をガイドレール50に沿って被検診者7の周りを移動させるため、X線源3からのX線が周方向のあらゆる位置から被検診者7に照射される。X線CT検査開始時にX線源装置16をガイドレール50に沿って動かすとき、駆動装置制御装置9は、駆動開始信号を出力して、X線源駆動装置17のモーターに接続された、電源とつながる開閉器を閉じる。電流の供給によりモーターが回転し、その回転力が動力伝達機構を介してピニオンに伝えられ、ピニオンが回転する。ピニオンがガイドレール50のラックと噛合っているため、X線源装置16がガイドレール50に沿って周方向に移動する。X線源3は、孔部18内に挿入された状態で被検診者7の周囲を移動する。X線CT検査終了時には、駆動装置制御装置9は駆動停止信号を出力して上記の開閉器を開く。

【0018】

各放射線検出器2は、X線源3から放射されて被検診者7の体内を透過したX線、及び放射性薬剤に起因して患部から放出された γ 線をそれぞれ検出し、その体内を透過したX線の検出信号（以下、X線撮像信号という）及び γ 線の検出信号（以下、 γ 線撮像信号という）を含んでいる出力信号をそれぞれ出力する。そ

れぞれの出力信号も、撮像信号であり、該当する配線 19 を介して該当する信号弁別装置 4 に入力される。電源 44 は、放射線検出器 2 を作動させるために放射線検出器 2 に電圧を印加する。その電圧の印加により放射線検出器 2 の半導体素子部に電場が発生しているため、この半導体素子部に X 線及び γ 線が入射されると、半導体素子部に電荷が発生する。この電荷が撮像信号として放射線検出器 2 から出力される。

【 0 0 1 9 】

信号弁別装置 4 の機能を以下に説明する。信号弁別装置 4 は、放射線検出器 2 の出力信号から X 線撮像信号及び γ 線撮像信号を分離する機能を有する。すなわち、信号弁別装置 4 は、1 つの放射線検出器 2 で検出した X 線撮像信号及び γ 線撮像信号をエネルギー弁別する装置である。なお、X 線源 3 が X 線を放射する時間間隔は、信号弁別装置 4 の動作タイムウィンドウ $\Delta \tau$ に比べて長い。

【 0 0 2 0 】

信号弁別装置 4 の波形整形装置 41 は、放射線検出器 2 からの出力信号を入力する。入力された γ 線撮像信号は、図 3 に示すように、最初に急激に立下り、その後、指数関数的に 0 に近づくような形になっている。波形整形装置 41 の出力信号を入力する γ 線弁別装置 42 は、図 3 に示すような波形の γ 線撮像信号を処理できない。このため、波形整形装置 41 は、図 3 に示すような波形の γ 線撮像信号を、例えば図 4 に示すように時間的なガウス分布の波形を有する γ 線撮像信号に変換して出力する。放射線検出器 2 で検出された X 線撮像信号も、波形整形装置 41 で波形がガウス分布に整形されて出力される。

【 0 0 2 1 】

波形整形装置 41 の出力 γ 線撮像信号及び X 線撮像信号は、 γ 線弁別装置 42 及び波高分析装置 43 に入力される。 γ 線弁別装置 42 が γ 線撮像信号を処理し、波高分析装置 43 が X 線撮像信号を処理する必要がある。このため、本実施例では以下の工夫がなされている。

【 0 0 2 2 】

PET 用の放射性薬剤から放出された陽電子が陽電子消滅により体内で生成する γ 線のエネルギーは先に述べたように 511 keV である。しかし、半導体素

子部内で γ 線のエネルギー全てが電荷に変わるとは限らない。このため、 γ 線弁別装置42は、例えばエネルギーが511keVよりも低い450keVをエネルギー設定値として、このエネルギー設定値（第1エネルギー設定値という）以上のエネルギーを有する撮像信号を入力したときに所定のエネルギーを有するパルス信号を発生させる。すなわち、 γ 線弁別装置42は、第1エネルギー設定値以上のエネルギーを有する撮像信号（ γ 線撮像信号）が入力されたときに上記のエネルギーを有するパルス信号を発生させる装置である。

【0023】

波高分析装置43は、波形整形装置41から出力された、第1エネルギー設定値よりも低いエネルギーを有する撮像信号（X線撮像信号）が入力されたとき、その撮像信号の計数値を計測する。本実施例では、被検診者7に照射されるX線のエネルギーが80keVであるため、波高分析装置43は第2エネルギー設定値である70keV以上で第3エネルギー設定値である90keV以下の範囲のエネルギーを有する撮像信号（X線撮像信号）を計数しその撮像信号の計数値を出力する。このような特定のエネルギーの撮像信号の処理を行うことによって波高分析装置43の負荷は著しく軽減される。

【0024】

上記のように、 γ 線弁別装置42及び波高分析装置43において特定のエネルギーを有する撮像信号を処理するためには、所定のエネルギー範囲の撮像信号を通過させるフィルタを γ 線弁別装置42及び波高分析装置43内（または γ 線弁別装置42及び波高分析装置43の前段）に設けるとよい。第1エネルギー設定値以上のエネルギーを有する撮像信号を通過させ、その設定値よりも低いエネルギーを有する撮像信号の通過を阻止する第1フィルタが γ 線弁別装置42内に設けられる。 γ 線弁別装置42は第1フィルタを通過した撮像信号に対してパルス信号を発生する。第2エネルギー設定値以上で第3エネルギー設定値以下の範囲のエネルギーを有する撮像信号を通過させ、その範囲外のエネルギーを有する撮像信号の通過を阻止する第2フィルタが波高分析装置43内に設けられる。波高分析装置43は、第2フィルタを通過した撮像信号（X線撮像信号）を計数する。

【 0 0 2 5 】

本実施例は、信号弁別装置 4 を用いることによって、放射線検出器 2 の出力である撮像信号からピーク計数値に対するエネルギーが異なる γ 線撮像信号及び X 線撮像信号を分離することができる。

【 0 0 2 6 】

同時計数装置 5 は、各信号弁別装置 4 の γ 線弁別装置 4 2 から出力されたパルス信号を入力しこれらのパルス信号を用いて同時計数を行い、 γ 線撮像信号に対する計数値を求める。更に、同時計数装置 5 は、前述の一对の γ 線に対する一对のパルス信号によりその一对の γ 線を検出した 2 つの検出点（一对の放射線検出器 2 の位置）を γ 線検出の位置情報としてデータ化する。

【 0 0 2 7 】

コンピュータ 1 4 は、図 5 に示すステップ 2 1 ~ 2 9 の処理手順に基づいて処理を実行する。このような処理を実行するコンピュータ 1 4 は、断層像データ作成装置である。同時計数装置 5 によって計数された γ 線撮像信号の計数値、同時計数装置 5 から出力された検出点の位置情報、及び波高分析装置 4 3 から出力された X 線撮像信号の計数値が入力される（ステップ 2 1）。入力された、 γ 線撮像信号の計数値、検出点の位置情報、及び X 線撮像信号の計数値は、記憶装置 6 に記憶される（ステップ 2 2）。

【 0 0 2 8 】

次に、ステップ 2 3 において、X 線撮像信号の計数値の補正が行われる。この補正について、以下に詳細に説明する。

【 0 0 2 9 】

被検診者 7 に照射する X 線のエネルギーは、前述のように 8 0 k e V であり、放射性薬剤に起因してその体内で発生する γ 線に比べて低いエネルギーである。波高分析装置 4 3 から出力された X 線撮像信号の計数値には、エネルギーが半導体素子部内で 8 0 k e V 前後に減衰した γ 線撮像信号の計数値が含まれている。このため、その X 線撮像信号の計数値から γ 線撮像信号の計数値を除去する補正を行って、真の X 線撮像信号の計数値を求める。X 線撮像信号の計数値の補正方法の一例を説明する。例えば 5 1 1 k e V の γ 線の検出スペクトルを予め測定し

ておき、この検出スペクトルの測定結果を用いて80 keV前後の γ 線の強度を見積もる。放射線検出器2の半導体素子部に対して511 keVの γ 線を照射したときのスペクトルが図6のように得られたとする。そして、例えば被検診者7の体内から放出された γ 線がある半導体素子部で100個検出されたとする。その場合、図6のピーク部分における計数値(カウント数)が100個になるように図6に示すスペクトル全体の計数値を等倍した後、X線撮像信号の計数値から、等倍されたその計数値を差し引くことにより、図7に示す正確なX線撮像信号単体の計数値(カウント数)が得られる。この補正された計数値は、記憶装置6に記憶される。

【0030】

記憶装置6に記憶されているX線撮像信号の補正された計数値を用いて強度を算出し、得られた強度のデータを用いて、被検診者7の体内の各ボクセルにおけるX線の減衰率を算出する(ステップ24)。この減衰率及びX線撮像信号の強度は記憶装置6に記憶される。

【0031】

被検診者7の横断面の断層像を、該当する位置でのX線撮像信号の減衰率を用いて再構成する(ステップ25)。X線撮像信号の強度、すなわちX線撮像信号の減衰率を用いて再構成した断層像をX線CT像と称する。X線CT像を再構成するために、記憶装置6から読み出されたX線撮像信号の減衰率を用いて、X線源3とX線を検出した放射線検出器2の半導体素子部との間における体内での線減弱係数を求める。この線減弱係数を用いて、フィルタードバックプロジェクション法により各ボクセルの線減弱係数を求める。各ボクセルの線減弱係数の値を用いて各ボクセルにおけるCT値を得る。これらのCT値を用いてX線CT像のデータが得られる。このX線CT像のデータは、記憶装置6に記憶される。

【0032】

患部で発生した γ 線は体内を透過する間に吸収・減衰されるため、これらの効果を前述の減衰率のデータより見積って γ 線撮像信号の計数値に補正をかけることにより、更に高精度な γ 線撮像信号の計数値を得ることも可能である。ステップ2.6では、 γ 線撮像信号の計数値を補正する。 γ 線撮像信号の計数値に関する

補正方法の一例を以下に述べる。まず、X線撮像信号の減衰率を用いて被検診者7の断層像を再構成し、体内の各位置におけるCT値を求める。得られたCT値から、各位置における物質組成を見積もる。そして物質組成データから511 keVにおける各位置での線減弱係数を見積もる。得られた線減弱係数データを用いて一対の γ 線を検出した一対の半導体素子部間の線減弱係数をフォワードプロジェクション法により求める。求められたその線減弱係数の逆数を γ 線撮像信号の計数値に掛け合わせるにより体内減衰によるデータ差の補正がなされる。

【0033】

患部（例えば癌の患部）を含む、被検診者7の横断面の断層像を、該当する位置での γ 線撮像信号の補正後の計数値を用いて再構成する（ステップ27）。 γ 線撮像信号の計数値を用いて再構成した断層像をPET像と称する。この処理を詳細に説明する。記憶装置6から読み出された γ 線撮像信号の計数値を用いて、一対の γ 線を検出した一対の放射線検出器2（検出点の位置情報より特定）の各半導体素子部間における体内での線減弱係数を求める。この線減弱係数を用いて、フィルタードバックプロジェクション法により各ボクセルの線減弱係数を求める。得られた各ボクセルの線減弱係数の値を用いて各ボクセルにおける放射線発生密度を得る。これらの放射線発生密度に基づいてPET像のデータを得ることができる。このPET像のデータは、記憶装置6に記憶される。

【0034】

PET像のデータとX線CT像のデータとを合成して、両データを含む合成断層像のデータを求め、記憶装置6に記憶させる（ステップ28）。PET像のデータとX線CT像のデータとの合成は、両方の像データにおける、孔部18の中心軸の位置を合わせることによって、簡単にかつ精度良く行うことができる。すなわち、PET像のデータ及びX線CT像のデータは、共通の放射線検出器2から出力された撮像信号に基づいて作成されるので、前述のように位置合せを精度良く行える。合成断層像のデータは、記憶装置6から呼び出されてモニタ32に出力され（ステップ29）、モニタ32のディスプレイに表示される。モニタ32に表示された合成断層像はX線CT像を含んでいるので、PET像における

患部の、被検診者 7 の体内での位置を容易に確認することができる。すなわち、X線CT像は内臓及び骨の像を含んでいるので、医者は、患部（例えば、癌の患部）が存在する位置を、その内臓及び骨との関係で特定することができる。

【 0 0 3 5 】

なお、X線CT像は複数のスキャンデータが必要なため、X線源駆動装置 1 7 を用いてX線源 3 をガイドレール 5 0 に沿って移動させすことによって、放射線検出器 2 により必要なデータ量を得ることができる。

【 0 0 3 6 】

本実施例では、放射線検出器 2 がそれぞれが被検診者 7 の体内を透過するX線（透過X線という）、及び放射性薬剤に起因してその体内から放出される γ 線の両方を検出する。このため、従来技術は撮像装置として透過X線を検出する撮像装置及び γ 線を検出する他の撮像装置を必要としていたが、本実施例は一台の撮像装置 1 3 で前述の透過X線及び γ 線の両方を検出でき、放射線検診装置の構成を著しく単純化でき、かつ放射線検診装置を小型化できる。しかも、本実施例は、透過X線及び γ 線の両方を検出する放射線検出器 2 の出力信号からX線撮像信号及び γ 線撮像信号のそれぞれを分離し、分離したX線撮像信号の強度を用いて、被検診者の、内臓及び骨の画像を含む第 1 の断層像（X線CT像）を再構成でき、分離した γ 線撮像信号の強度を用いて、その被検診者の、患部の画像を含む第 2 の断層像（PET像）を再構成できる。第 1 断層像のデータ及び第 2 断層像のデータは透過X線及び γ 線の両方を検出する放射線検出器 2 の出力信号に基づいて再構成されているので、第 1 断層像のデータ及び第 2 断層像のデータを精度良く位置合せして合成することができ、精度のよい、患部、内臓及び骨の画像を含む断層像（合成断層像）を簡単に得ることができる。この合成断層像によれば、内臓及び骨との関係で、患部の位置を正確に知ることができる。

【 0 0 3 7 】

本実施例は、第 1 の断層像を作成するために必要な撮像信号、及び第 2 の断層像を作成するために必要な撮像信号を共通の放射線検出器 2 から得ることができるため、被検診者の検査に要する時間（検査時間）を著しく短縮できる。換言すれば、短い検査時間で、第 1 の断層像を作成するために必要な撮像信号、及び第

2の断層像を作成するために必要な撮像信号を得ることができる。本実施例は、従来技術のように、被検診者を、透過X線を検出する撮像装置から γ 線を検出する他の撮像装置まで移動させる必要がなく、被検診者が動く確率を低減できる。被検診者を、透過X線を検出する撮像装置から γ 線を検出する他の撮像装置まで移動させる必要がなくなることも、被検診者の検査時間の短縮に寄与する。

【0038】

さらに、X線CT像の作成のために必要なX線撮像信号を得るために要する検査時間は、PET像の作成のために必要な γ 撮像信号を得るために要する検査時間よりも短い。このため、その γ 線撮像信号得るための検査時間の間、常にX線源3からX線を被検診者に照射してX線撮像信号を得ることによって、被検診者が検査中に動いた場合でもX線撮像信号に基づいて得られるX線CT像の連続像から、被検診者の揺動に伴うPET像のデータのずれを補正できる。

【0039】

放射線検出器2として用いている半導体放射線検出器は、エネルギー分解能が高い。このため、本実施例では、放射線検出器2から出力されたX線撮像信号及び γ 線撮像信号を弁別装置4で簡単に分離できる。

【0040】

なお、必ずしも被検診者に対する検査時間のすべての間、X線CT検査とPET検査の両方を行う必要はない。必要なデータ量に応じてPET検査のみ行う時間やX線CT検査のみを行う時間があってもよい。

【0041】

(実施例2)

本発明の他の実施例である放射線検診装置を説明する。図示されていないが、本実施例の構成は、図1の構成において信号弁別装置4の替りに図8に示す信号弁別装置4Aを用いたものである。信号弁別装置4Aは、後述の実施例4でも信号弁別装置4の替りに用いることができ、実施例4でも用いることができる。信号弁別装置4Aは、前述の信号弁別装置4に切替スイッチ60を新たに設置し、更に波高分析装置43を信号処理装置33に替えた構成を有する。信号弁別装置4Aは、波形整形装置41、 γ 線弁別装置42、及びX線強度を求める信号処理

装置 3 3 を備える。信号処理装置 3 3 は積分装置（図示せず）を有する。切替スイッチ 6 0 は、可動端子 6 1、及び固定端子 6 2 及び 6 3 を有する。配線 1 9 は、可動端子 6 1 に接続される。波形整形装置 4 1 は固定端子 6 2 及び γ 線弁別装置 4 2 に接続される。信号処理装置 3 3 は固定端子 6 3 に接続される。信号弁別装置 4 A は信号処理装置であり、この信号処理装置は第 1 の信号処理装置である信号処理装置 3 3、及び波形整形装置 4 1 及び γ 線弁別装置 4 2 を有する第 2 信号処理装置を備える。

【 0 0 4 2 】

図 2 に示す信号弁別装置 4 では、 γ 線撮像信号及び X 線撮像信号が γ 線弁別装置 4 2 及び波高分析装置 4 3 に入力されるため、各信号の定量性が維持できない場合がある。また、X 線源 3 から放射される X 線の時間間隔を信号弁別装置のタイムウィンドウ $\Delta \tau$ よりも短くして、X 線 CT 検査の検査時間を短縮したい場合がある。この要求を満たすために、本実施例の信号弁別装置 4 A は、切替スイッチ 6 0 を設け、切替スイッチ 6 0 の切替えにより配線 1 9 により伝送されてくる撮像信号を γ 線弁別装置 4 2 または信号処理装置 3 3 に伝えるように構成される。PET 検査時は、可動端子 6 1 を固定端子 6 2 に接続して PET 検査を行う。

【 0 0 4 3 】

切替スイッチ 6 0 の固定端子 6 2 または固定端子 6 3 に接続する切替操作は、駆動装置制御装置 9 の出力である制御信号に基づいて行われる。駆動装置制御装置 9 は、前述のように X 線源装置 1 6 の移動動作を制御するが、同時に X 線源 3 に対して 180° 反対側の位置にある放射線検出器 2 を選択し、選択した放射線検出器 2 に接続される信号弁別装置 4 A の切替スイッチ 6 0 の可動端子 6 1 を固定端子 6 3 に接続する。

【 0 0 4 4 】

上記の放射線検出器 2（X 線源 3 に対して 180° 反対側の位置にある）の選択について説明する。X 線源駆動装置 1 7 内のモーターにはエンコーダー（図示せず）が連結される。駆動装置制御装置 9 は、エンコーダーの検出信号を入力して X 線源 3 のガイドレール 5 0 上の位置を求め、この X 線源 3 の位置と 180° 反対側に位置する放射線検出器 2 を、記憶している各放射線検出器 2 の位置のデ

ータを用いて選択する。X線源3から放射されるX線はガイドレール50の円周方向にある幅を有しているため、被検診者7の体内を透過したX線を検出する放射線検出器2は、選択した放射線検出器2以外にも円周方向に複数個存在することになる。駆動装置制御装置9はその複数の放射線検出器2も選択する。そのため、駆動装置制御装置9は、それらの放射線検出器2に接続された複数個の切替スイッチ60の可動端子61も固定端子63に接続する。駆動装置制御装置9が、X線源3の移動によって別の放射線検出器2を選択したときには、新たに選択放射線検出器2となる放射線検出器2に接続された可動端子61は固定端子63に接続される。選択放射線検出器でなくなった放射線検出器2に接続された可動端子61は駆動装置制御装置9によって固定端子62に接続される。

【0045】

放射線検出器2から出力された γ 線撮像信号は、可動端子61が固定端子62に接続されている状態で波形整形装置41を介して γ 線弁別装置42に入力され、前述した放射線検診装置1のそれらと同様な処理を受ける。 γ 線弁別装置42から出力されたパルス信号は、同時計数装置5に入力される。同時計数装置5から出力された γ 線撮像信号の計数値がコンピュータ14に入力されて放射線検診装置1で行われる処理によりPET像のデータが求められる。本実施例では、可動端子61と固定端子62とが接続されている状態では、後述するように放射線検出器2にX線が入射されないため、 γ 線撮像信号のみが波形整形装置41及び γ 線弁別装置42に入力される。 γ 線弁別装置42は、第1フィルタによってPET像のデータ作成に悪影響を与える低エネルギーの γ 線信号を削除する。このため、精度の良いPET像のデータを得ることができる。

【0046】

次に、放射線検出器2から出力されたX線撮像信号の処理を、図9を用いて説明する。X線源3より放射されるX線の時間間隔は信号弁別装置4Aのタイムウインドウ $\Delta\tau$ に比べて小さいため、 $\Delta\tau$ の間に複数のX線が放射線検出器2に入射される。一方、放射性薬剤に起因して発生する γ 線は $\Delta\tau$ の間に複数の γ 線対が発生した場合、どの放射線検出器2の間で発生したかが分からなくなるため、 $\Delta\tau$ の間に被検診者の体内で平均1個、若しくはそれ以下の γ 線対しか発生しな

いようにする。これは、被検診者に投与するPET検査用の放射性薬剤の量を、 $\Delta\tau$ の間に体内で平均1個、若しくはそれ以下の γ 線対しか発生しないような量に調整することによって可能である。放射線検出器2は一般のPET装置では数千から数万個に及ぶため、例えば10 $\Delta\tau$ の間に同じ放射線検出器に複数の γ 線が入射する確率はほとんど0である。そこで、例えば10 $\Delta\tau$ の検査時間の間にX線源3よりX線を放射した場合で、その期間に一度、 γ 線が放射線検出器に入射したとする(図9(b))。すると、体内を透過したX線によるX線撮像信号、その γ 線による γ 線撮像信号は図9(d)及び(c)のような形になる。この結果、放射線検出器2から出力される撮像信号は、図9(b)のような形になる。従って、放射線検出器2の出力信号から例えば最も大きな信号を除いた信号を平均することにより、X線撮像信号の強度が求まる。

【0047】

可動端子61が固定端子63に接続されているときに放射線検出器2で検出されたX線撮像信号及び極めて少ない個数の γ 線撮像信号が信号処理装置33に入力され、積分装置によってそれらの撮像信号が積算される。この撮像信号の積算は、可動端子61が固定端子63に接続されている間に行われ、可動端子61が固定端子62に接続されたときに積算を終了する。

【0048】

信号処理装置33からX線撮像信号の積算値、すなわちX線撮像信号の強度の情報がコンピュータ14に入力される。本実施例では、図5のステップ21の「X線撮像信号の計数値の入力」が「X線撮像信号の強度の入力」、及びステップ22の「X線撮像信号の計数値の記憶」が「X線撮像信号の強度の記憶」となり、ステップ23の処理が実行されない。ステップ22の処理後にステップ24の処理が実行される。ステップ24による演算処理によって、入力したX線撮像信号の強度から γ 線撮像信号の積算値(予め決めた個数(1, 2個)の γ 線撮像信号の積算値)を差引いて可動端子61が固定端子63に接続されている時間で平均したX線撮像信号の平均強度を求める。この平均強度に基づいて各ボクセルにおける減衰率を計算し、ステップ25でX線CT像のデータを求める。

【0049】

信号弁別装置 4 A を用いることによって、 γ 線撮像信号及び X 線撮像信号の定量性が改善できる。信号弁別装置 4 の替りに本実施例の信号弁別装置 4 A を用いた放射線検診装置 1 は、実施例 1 で述べた効果も生じる。本実施例は、実施例 1 のように、放射線検出器 2 の出力信号から X 線撮像信号と γ 線撮像信号をそれぞれ分離する処理を行ってはいないが、放射線検出器 2 から出力された X 線撮像信号に基づいて X 線 CT 像データを作成することができ、 γ 線撮像信号に基づいて PET 像のデータを得ることができる。

【 0 0 5 0 】

(実施例 3)

本発明の他の実施例である放射線検診装置を、図 10 を用いて説明する。本実施例は、X 線 CT 検査と PET 検査とを一台の撮像装置 13 A を用いて行う例である。本実施例の放射線検診装置 1 A は、配線 19 B によって信号処理装置 33 に接続される放射線検出器 54、及び配線 19 A によって信号弁別装置 4 B に接続される放射線検出器 55 を有する。放射線検出器 54 及び 55 は、放射線検出器 2 と同様に、半導体放射線検出器である。放射線検出器 54 と放射線検出器 55 とは、撮像装置 13 A の孔部 18 の円周方向に交互に配置される。放射線検出器 54 及び 55 の配置は、交互に配置する必要はなく、必要においてそれらの配列割合を変えてもよい。信号弁別装置 4 B は信号処理装置である。

【 0 0 5 1 】

信号弁別装置 4 B は、図 11 に示すように、直列に接続された波形整形装置 41 及び γ 線弁別装置 42 を有する。波形整形装置 41 が配線 19 A に接続される。電源 44 の接続状態は、図 2 に示す構成と同じである。

【 0 0 5 2 】

放射線検出器 54 及び 55 は、図 1 の実施例における放射線検出器 2 と同様に、X 線撮像信号及び γ 線撮像信号を出力する。放射線検出器 54 に接続された信号処理装置 33 は、前述した信号弁別装置 4 A の信号処理装置 33 と同様に X 線撮像信号の積分値である X 線撮像信号の強度を出力する。放射線検出器 55 の出力を入力する波形整形装置 41 及び γ 線弁別装置 42 は、信号弁別装置 4 のそれらと同じ処理を実行する。 γ 線弁別装置 42 は γ 線撮像信号に基づいたパルス信

号を発生する。

【 0 0 5 3 】

本実施例のコンピュータ 1 4 における処理は、実施例 2 で述べたその処理と同じである。最終的に、X 線 C T 像のデータと P E T 像のデータとを合成した合成断層像のデータが得られる。本実施例は、実施例 2 で述べた効果を得ることができる。放射線検出器 5 4 及び 5 5 を交互に配置することによって γ 線が検出できない位置（放射線検出器 5 4 が配置された位置）及び X 線が検出できない位置（放射線検出器 5 5 が配置された位置）が存在することによる、P E T 像及び X 線 C T 像の画質の低下を補うために、例えばモーターを用いて放射線検出器 5 4 及び 5 5 を孔部 1 8 の円周方向に旋回させる。これによって、その円周方向においてきめ細かく X 線及び γ 線を検出することができる。このため、P E T 像および X 線 C T 像の画質の低下を防止できる。

【 0 0 5 4 】

(実施例 4)

本発明の他の実施例である放射線検診装置 1 B を、図 1 2 に基づいて以下に説明する。放射線検診装置 1 B は、X 線 C T 装置及び S P E C T 装置の機能を有している。放射線検診装置 1 B の撮像装置 3 0 は、放射線検診装置 1 の撮像装置 1 3 における各放射線検出器 2 よりも孔部 1 8 の中心側にコリメータ 1 0 を配置したものである。放射線検診装置 1 B の他の構成は放射線検診装置 1 と同じである。信号弁別装置 4 は前述のように信号処理装置である。計数装置 5 A は各信号弁別装置 4 の γ 線弁別装置 4 2 のそれぞれに接続される。計数装置 5 A は幾つかの γ 線弁別装置 4 2 毎に設けても良い。コリメータ 1 0 は、図 1 2 に図示されていないが各放射線検出器 2 毎にそれぞれ対向するように設けられ、X 線及び γ 線が通過する貫通孔を有する。本実施例は、X 線 C T 検査と S P E C T 検査（S P E C T 用の放射性薬剤に起因して被検診者の体内から放射される γ 線を放射線検出器で検出する行為）とを一台の撮像装置 3 0 を用いて行う例である。

【 0 0 5 5 】

S P E C T 検査では、前述したシングルフォトン放出核種を含む放射性薬剤を投与した被検診者 7 をベッド 8 上に寝かせて、その放射性薬剤に起因して被検診

者7の体内で発生する単一の γ 線を放射線検出器2で検出する。特定の角度から入射する γ 線を検出するために、前述のようにコリメータ10が配置される。例えば、コリメータ10は放射線検出器2に対して垂直な方向の γ 線を放射線検出器2に入射可能にしている。

【0056】

被検診者の体内を透過したX線を放射線検出器2で検出する場合には、放射線検出器2に対して斜め方向から入射するX線も必要である。コリメータ10によってそのX線が遮られるとX線CT検査が行えなくなる。このため、本実施例は、高エネルギーX線を発生するX線源3を用い、そのX線を被検診者に照射して体内を透過するX線を放射線検出器2で検出する。本実施例におけるX線源3は、図1の実施例で用いられるX線源3よりも高エネルギーX線を放射する。

【0057】

SPECT用の放射性薬剤に起因して発生する γ 線のエネルギーはPET用の放射性薬剤に起因して発生する γ 線のエネルギーよりも低い。SPECT用の放射性薬剤に起因して発生する γ 線のエネルギーは、例えば約80eV~130keVの範囲にある。この場合、コリメータ10は、約80eV以下のエネルギーを有する γ 線が貫通孔以外の部分を透過しないように構成される。

【0058】

X線源3により照射されるX線は、SPECT用の放射性薬剤によって発生する γ 線のエネルギーと同じにならないようにし、更にコリメータ10の貫通孔以外の部分を透過できるエネルギーを有するX線にする。これにより、コリメータ10を装着した状態でX線CT検査を行うことが可能になる。例えば、X線のエネルギーを300keVとし、 γ 線のエネルギーを100keV、コリメータ10の材質としてタングステンをを用いた場合を考える。タングステンの300keV光子における線源弱定数は約 6.0cm^{-1} であるのに対し、100keV光子における線源弱定数は約 83cm^{-1} である。このため、コリメータ10をX線、 γ 線がそれぞれ0.5mm透過した場合、X線は約75%透過するのに対し、 γ 線は約2%しか透過しない。この結果、放射線検出器2は、放射線検出器2に斜めに入射するX線に対しても出力信号を出力するが、コリメータ10にて遮られる

、斜めに入射した γ 線に対しては出力信号を出力しない。

【0059】

本実施例において、各放射線検出器2は、X線源3から放射されて被検診者7の体内を透過したX線、及び体内のSPECT用の放射性薬剤に起因して患部から放出された γ 線をそれぞれ検出し、X線撮像信号及びその γ 線の検出信号(γ 線撮像信号)を含んでいる出力信号(撮像信号)をそれぞれ出力する。信号弁別装置4は、撮像信号からX線撮像信号と γ 線撮像信号とを分離する。本実施例では、 γ 線弁別装置42は第1エネルギー設定値(例えば120keV)以下のエネルギーを有する撮像信号(γ 線撮像信号)を入力したときにパルス信号を出力する。計数装置5Aは、そのパルス信号の計数を行い、 γ 線撮像信号に対する計数値を求める。波高分析装置43は、第2エネルギー設定値(例えば290keV)以上で第3エネルギー設定値(310keV)以下の範囲のエネルギーを有する撮像信号(X線撮像信号)の計数値を出力する。 γ 線撮像信号及びX線撮像信号の各計数値は、コンピュータ14に入力され、記憶装置6に記憶される。コンピュータ14は、それらの計数値を用いて図5に示された処理手順に基づいた処理を実行する。本実施例で実行されるステップ21~29のうち、図1に示される実施例で実行される処理とは異なるステップの処理だけを以下に説明する。本実施例のステップ23で行われるX線撮像信号の計数値の補正は、図1に示す実施例のステップ23で実行される補正とは異なり、コリメータ10の線源弱計数を用いて行われる。この補正について、詳細に説明する。

【0060】

得られたX線撮像信号の計数値は、コリメータ10を透過したX線の計数値が含まれているため、コリメータ10の線源弱計数を用いて補正する必要がある。例えばコリメータ10がタングステンで作られており、かつX線がコリメータ10を1mm透過した場合、先ほど示した線源弱計数から、計数が約0.55倍となる。このため、記憶装置6に記憶しているX線撮像信号の計数値にその逆数をかけることによりその計数値の補正ができる。

【0061】

本実施例のステップ27ではフィルタードバックプロジェクション法により

SPECT像の再構成の処理が実行される。SPECT像とは、本実施例で得られた γ 線撮像信号の計数値を用いて再構成した、被検診者7の横断面の断層像をいう。本実施例のステップ28では、ステップ25で得られたX線CT像のデータとステップ27で得られたSPECT像のデータにおける、撮像装置の孔部18の中心軸の位置を合わせることによって、X線CT像のデータとSPECT像のデータとの合成が精度良く行われる。得られた合成断層像のデータは、記憶装置6に記憶される。

【0062】

本実施例は、共通の放射線検出器2の出力信号に基づいて得られたX線CT像のデータとSPECT像のデータとの合成により、合成断層像のデータを得るものであるが、図1の実施例で生じる効果を得ることができる。図1の実施例の効果の記載で「PET像」とあるのは、本実施例では「SPECT像」となる。

【0063】

なお、必ずしも被検診者に対する検査時間すべての間、X線CT検査とSPECT検査の両方を行う必要はない。必要なデータ量に応じてSPECT検査のみ行う時間やX線CT検査のみを行う時間があってもよい。

【0064】

実施例2、実施例3及び実施例6で用いられる各撮像装置において、各放射線検出器の孔部18の中心側に、本実施例と同様にコリメータ10を配置してもよい。このようなコリメータ10を有する各撮像装置は、SPECT検査に用いることができる。

【0065】

(実施例5)

本発明の他の実施例である放射線検診装置1Cを、図13及び図14を用いて説明する。放射線検診装置1Cは、前述の放射線検診装置1Bと同じく、X線CT装置及びSPECT装置の機能を有している。放射線検診装置1Cは、放射線検診装置1Bの撮像装置30を撮像装置30Aに替えた部分が放射線検診装置1Bと異なっている。撮像装置30A以外の、放射線検診装置1Cの構成は、放射線検診装置1Bの構成と同じである。撮像装置30Aはコリメータ10及びX

線源 3 を孔部 1 8 の軸方向に移動できる構成となっており、この構成が撮像装置 3 0 にない構成である。撮像装置 3 0 A の他の構成は、撮像装置 3 0 と同じである。本実施例は、X 線 C T 検査と S P E C T 検査とを一台の撮像装置 3 0 A を用いて行う例である。

【 0 0 6 6 】

コリメータ 1 0 は、図示されていないが、ケーシング 1 5 の内側に設置された、孔部 1 8 の軸方向に伸びる複数の直線状の水平方向ガイドレール上に水平方向に移動可能に設置される。コリメータ 1 0 を水平方向に移動させるコリメータ駆動装置は、図示されていないが、ケーシング 1 5 内のコリメータ収納領域 7 0 に設置されたモーター、このモーターの回転軸に連結されるピニオン及びコリメータ 1 0 の外周に設けられたラックを備える。そのラックは、コリメータ 1 0 の外周で、コリメータ 1 0 の貫通孔を避けるように、孔部 1 8 の軸方向に伸びている。ピニオンはラックと噛合っている。モーターの回転力を受けて回転するピニオンによって、ラックが取付けられているコリメータ 1 0 が孔部 1 8 の軸方向に移動する。X 線源駆動装置 1 7 は、前述した X 線源装置 1 6 をガイドレール 5 0 に沿って移動させる駆動機構（第 1 駆動機構）以外に、X 線源 3 を孔部 1 8 の軸方向に移動させる他の駆動機構（第 2 駆動機構、図示せず）を備えている。この第 2 駆動機構は、図示されていないが、X 線源駆動装置 1 7 の前述のモーターに第 2 クラッチを介して連結される第 2 動力伝達機構、X 線源 3 に設けられたラック（孔部 1 8 の軸方向に伸びている）と噛合って第 2 動力伝達機構に連結されるピニオンを有する。本実施例では、第 1 駆動機構の動力伝達機構（第 1 動力伝達機構）と前述のモーターとを第 1 クラッチによって連結する。

【 0 0 6 7 】

本実施例におけるコリメータ 1 0 は、S P E C T 検査開始前にコリメータ駆動装置によって図 1 3 に示すように放射線検出器 2 の前面に移動される。また、S P E C T 検査開始前に第 1 クラッチによるモーターと第 1 動力伝達機構との連結を解除して第 2 クラッチによりモーターと第 2 動力伝達機構とを連結させ、モーターの駆動により X 線源 3 を図 1 3 のように放射線検出器 2 の前面から孔部 1 8 の外側に移動させる。この状態で S P E C T 検査が行われる。コリメータ

10はX線CT検査開始前にコリメータ駆動装置によって図14のようにコリメータ収納領域70に収納される。X線源3は、X線CT検査開始前に第2クラッチによりモーターと第2動力伝達機構とを連結させた状態でのモーターの駆動によって孔部18内に挿入され、図14に示すように放射性検出器2の前面に位置する。

【0068】

ベッド8上には、SPECT用の放射性薬剤を投与された被検診者7が寝かされている。SPECT検査時には、前述したようにコリメータ10を用いて放射線検出器2に入射する γ 線の方向を特定する必要がある。このため、図13の状態でSPECT検査が実施される。SPECT検査時には放射線検出器2からは γ 線撮像信号のみが出力され、信号弁別装置4の γ 線弁別装置42から γ 線撮像信号に対するパルス信号が出力される。パルス信号は計数装置5Aで計数され、 γ 線撮像信号の計数値としてコンピュータ14（図示せず）に入力される。

【0069】

X線CT検査時には、X線源駆動装置17において第1クラッチによってモーターと第1動力伝達機構を連結させて（第2クラッチは離れている）モーターの駆動によりX線源装置16をガイドレール50に沿って移動させる。被検診者7の体内を透過してくるX線を放射線検出器2で検出する。放射線検出器2はX線撮像信号のみを出力し、信号弁別装置4の波高分析装置43はX線撮像信号の計数値を出力する。この計数値もコンピュータ14に入力される。コンピュータ14は、放射線検診装置1Bのコンピュータ14と同様な処理を行い、SPECT像のデータとX線CT像のデータとを合成した合成断層像のデータを得る。この合成断層像のデータはモニタ32（図示せず）に表示される。

【0070】

本実施例は一台の撮像装置30で前述の透過X線及び γ 線の両方を検出でき、放射線検出器を撮像装置二台分を設ける必要もなく、放射線検診装置の構成を著しく単純化できる。

【0071】

本実施例は、放射線検出器2の出力信号から分離したX線撮像信号の強度を用

いて、実施例 1 で述べた被検診者の第 1 の断層像 (X 線 CT 像) を再構成でき、分離した γ 線撮像信号の強度を用いて、その被検診者の、患部の画像を含む第 2 の断層像 (SPECT 像) を再構成できる。これらの断層像のデータを実施例 1 と同様に精度良く合成でき、精度のよい、患部、内臓及び骨の画像を含む断層像 (合成断層像) を簡単に得ることができる。この合成断層像によれば、内臓及び骨との関係で、患部の位置を正確に知ることができる。本実施例は実施例 1 で述べた同じ理由で、被検診者の検査時間の短縮に寄与する。特に、SPECT 検査時におけるベッド 8 の移動方向と X 線 CT 検査におけるベッド 8 の移動方向を逆にすることによって、検査時間は更に減少する。例えば、ベッド 8 を孔部 1 8 に挿入する方向に動かしながら X 線 CT 検査を実施し、X 線 CT 検査終了後に引続いてベッド 8 を孔部 1 8 から引抜く方向に動かしながら SPECT 検査を実施する。この場合は、X 線 CT 検査終了後にベッド 8 を孔部 1 8 から引抜いて再び孔部 1 8 内に挿入して実施する SPECT 検査に比べて検査時間が短縮される。

【 0 0 7 2 】

本実施例の X 線源 3 は、放射線検診装置 1 B の X 線源 3 よりもエネルギーの低い X 線を放射するものでよく、コンパクトになる。また、本実施例は、低いエネルギーの X 線を使用できるので、被検診者に対する負担を軽減できる。しかしながら、X 線のエネルギーが低下して SPECT 用の放射性薬剤に起因して体内から放出される γ 線のエネルギーと同一になった場合には、信号弁別装置 4 で X 線撮像信号と γ 線撮像信号とのエネルギー弁別が不可能になる。このため、例えば 80 keV の γ 線を出す SPECT 用薬剤を用いる場合は、例えば 100 keV の X 線を用いる必要がある。

【 0 0 7 3 】

コリメータ 1 0 をコリメータ収納領域 7 0 に収納して X 線 CT 検査を行っているときでも、放射線検出器 2 は体内から放出される γ 線を検出する。このときに放射線検出器 2 に入射した γ 線に関しては、角度情報が得られない。この γ 線の検出信号 (γ 線撮像信号) に基づいて SPECT 像のデータを得ることができれば、X 線源からエネルギーの低い X 線を放出した場合においてもコリメータ 1 0 が不要となって撮像装置 3 0 A における孔部 1 8 の軸方向の寸法を短くできる。

これは、撮像装置 3 0 A の小型化につながる。これを達成するために、2 つの方法が考えられる。第 1 の方法は、コリメータ 1 0 をコリメータ収納領域 7 0 に収納している間に放射線検出器 2 に入射した γ 線の計数値は、特定の分布状態を仮定してコリメータ 1 0 が存在する状態の個数を見積もる方法である。第 2 の方法は、コリメータ 1 0 が前面に位置していない時間が最も長い放射線検出器 2 の γ 線の検出時間を基準時間として、他の放射線検出器 2 が検出した γ 線の計数値を基準時間分のその計数値に合わせる方法である。これらの第 1 及び第 2 の方法を用いることにより、各放射線検出器 2 の出力である γ 線撮像信号を用いて得られたその計数値の重みを均一にしてから、例えばフィルタードバックプロジェクション法などを用いて S P E C T 像のデータを求める。

【 0 0 7 4 】

(実施例 6)

本発明の他の実施例である放射線検診装置 1 D を、図 1 5 を用いて以下に説明する。放射線検診装置 1 D は、放射線検診装置 1 の構成に X 線源制御装置 3 4 を付加し、かつ放射線検診装置 1 の信号弁別装置 4 を図 8 に示す信号弁別装置 4 A に取替えた構成を有する。放射線検診装置 1 D の他の構成は放射線検診装置 1 と同じである。本実施例は、X 線 C T 検査と P E T 検査とを一台の撮像装置 1 3 を用いて行う例である。信号弁別装置 4 A は信号処理装置である。

【 0 0 7 5 】

本実施例は、発明者らによる以下の検討に基づいてなされた。X 線 C T 像のデータは、X 線源から放射された X 線を特定の方向に所定時間の間、照射し、体内を透過した X 線を放射線検出器により検出する作業を繰り返し(スキャン)、放射線検出器で検出された X 線の強度に基づいて作成される。精度の良い X 線 C T 像のデータを得るためには、X 線 C T 検査において X 線を検出している放射線検出器に被検診者の体内から放出される γ 線が入射しないことが望ましい。このためには、「1 つの放射線検出器においては、 γ 線の入射率に対応して被検診者への X 線の照射時間を短くすれば γ 線の影響は無視可能である」との発明者らの新しい知見に基づいて、被検診者への X 線の照射時間の短縮を図った。その X 線の照射時間 T を決めるために、まず、1 つの放射線検出器への γ 線の入射率を考える

。PET検査において被検診者に投与するPET用の放射性薬剤に基づいた体内の放射能を N (Bq)、発生する γ 線の体内通過率を A 、1つの放射線検出器の立体角から求めた入射率を B 、放射線検出器の感度を C とすると、1つの放射線検出器で検出する γ 線の率 α (個/sec) は(1)式で与えられる。(1)式にお

$$\alpha = 2 N A B C \quad \dots (1)$$

いて係数の「2」は、1個の陽電子消滅の際に一对(2個)の γ 線が放出されることを意味している。照射時間 T 内に1つの放射線検出器で γ 線が検出される確率 W は(2)式で与えられる。(2)式の W の値を小さくするように照射時間 T を

$$W = T \alpha \quad \dots (2)$$

決めることによって、X線CT検査時において1つの放射線検出器に入射される γ 線の影響は無視できる程度になる。

【0076】

X線の照射時間 T の一例を以下に述べる。(1)および(2)式に基づいて具体的なX線の照射時間 T を求めた。PET検査において被検診者に投与する放射性薬剤に起因する体内での放射線の強度は、最大で360MBq程度であり($N = 360 \text{ MBq}$)、 γ 線の体内通過率 A は被検診者の体を半径15cmの水と仮定すれば0.6程度($A = 0.6$)である。例えば一辺5mmの放射線検出器を半径50cmでリング状に配置する場合を考えると、1つの放射線検出器の立体角から求めた入射率 B は 8×10^{-6} ($B = 8 \times 10^{-6}$)である。また、放射線検出器の検出感度 C は半導体放射線検出器を使用した場合最大で0.6程度($C = 0.6$)である。これらの値から1つの放射線検出器の γ 線の検出率 α は2000 (個/sec)程度である。X線の照射時間 T を例えば $1.5 \mu\text{sec}$ とすれば、1つの放射線検出器がX線検出中に γ 線を検出される確率 W は0.003となり、この γ 線はほとんど無視できる。体内投与放射能を360MBq以下とした場合、X線の照射時間を $1.5 \mu\text{sec}$ 以下にすれば、 $W < 0.003$ つまり γ 線の検出確率は0.3%以下となり無視できる。

【0077】

駆動装置制御装置34はX線源3からのX線の放出時間を制御する。X線源3は図示されていないがX線管を有する。このX線管は、陽極、陰極、陰極の電流

源、及び陽極と陰極との間に電圧を印加する電圧源を外筒内に備える。陰極はタングステン製のフィラメントである。電流源から陰極に電流を流すことによってフィラメントから電子が放出される。この電子は、電圧源から陰極と陽極との間に印加される電圧（数百 kV）によって加速され、ターゲットである陽極（W, Mo 等）に衝突する。電子の陽極への衝突により 80 keV の X 線が発生する。この X 線が X 線源 3 から放出されて、ベッド 8 上の被検診者 7 に照射される。被検診者 7 には体内投与放射能が 360 MBq になるように PET 用の放射性薬剤が投与されている。

【0078】

駆動装置制御装置 9 から駆動開始信号が出力されたとき、前述のように X 線源装置 16 がガイドレール 50 に沿って移動し、X 線源 3 も一緒に移動する。ガイドレール 50 に沿った X 線源 3 の移動は、X 線源駆動装置 17 によって所定の速度で行われる。X 線源制御装置 34 は、X 線管内の陽極（または陰極）と電圧源との間に設けられた開閉器（以下、X 線源開閉器という、図示せず）を、第 1 設定時間の間で閉じ、第 2 設定時間の間で開き、これらの開閉制御を繰り返す。陽極と陰極との間には、第 1 設定時間の間で電圧が印加され、第 2 設定時間の間で電圧が印加されない。この制御によって、X 線管から X 線がパルス状に放出される。第 1 設定時間は照射時間 T（例えば $1 \mu\text{sec}$ ）である。第 2 設定時間は、X 線源 3 が 1 つの放射線検出器 2 とこれに隣接する他の放射線検出器 2 の間を移動する時間 T_0 であり、ガイドレール 50 の周方向における X 線源 3 の移動速度で定まる。第 1 及び第 2 設定時間は X 線源制御装置 34 に記憶されている。

【0079】

X 線 CT 検査における X 線の検出及び検出した X 線の信号処理について説明する。X 線 CT 検査を開始する際に駆動装置制御装置 9 から駆動開始信号が出力され、前述のように X 線源 3 がガイドレール 50 に沿って移動する。その駆動開始信号は X 線源制御装置 34 に入力される。X 線源制御装置 34 は、駆動開始信号の入力に基づいて、X 線源 3、具体的には X 線管に X 線発生開始信号を出力する。この X 線発生開始信号によって X 線源開閉器が閉じられる。陽極と陰極との間に電圧が印加されて X 線が発生する。X 線源 3 から放出されたその X 線は、ファ

ンビーム状に被検診者 7 に照射され、被検診者 7 を透過した後、孔部 1 8 の中心を基点に X 線源 3 から 1 8 0 度の位置にある放射線検出器 2 を中心に孔部 1 8 の円周方向においても複数の放射線検出器 2 に入射する。X 線源制御装置 3 4 は、その X 線開閉器を第 1 設定時間、すなわち $1 \mu\text{sec}$ の間、閉じ、次の第 2 設定時間の間で X 線源開閉器は開く。X 線源 3 の周方向への移動に伴って、前述の時間間隔で X 線開閉器の開閉が繰り返される。X 線源開閉器が閉じているときに放出される X 線は、前述の X 線源 3 と対向する位置にある上記の各放射線検出器 2 に入射する。

【 0 0 8 0 】

X 線が入射されている各放射線検出器 2 の出力信号は、実施例 2 で述べたように、駆動装置制御装置 9 の制御によって切替スイッチ 6 0 の可動端子 6 1 が固定端子 6 3 に接続されているため、信号処理装置 3 3 に入力される。信号処理装置 3 3 は、X 線撮像信号の強度の情報をコンピュータ 1 4 に入力する。被検診者 7 からは PET 用の放射性薬剤に起因した 511 keV の γ 線が放出され、この γ 線が放射線検出器 2 に入射される。X 線が入射している放射線検出器 2 の γ 線の検出確率は、前述したように無視できるほど小さい。X 線が入射している放射線検出器 2 以外の放射線検出器 2 は、 γ 線を検出して γ 線撮像信号を出力する。これらの放射線検出器 2 に接続された可動端子 6 1 は固定端子 6 2 に接続されているので、波形整形装置 4 1 及び γ 線弁別装置 4 2 に入力される。 γ 線弁別装置 4 2 から出力された、第 1 エネルギー設定値以上の γ 線撮像信号に対するパルス信号は、同時計数装置 5 で計数される。得られた γ 線撮像信号の計数値は、コンピュータ 1 4 に入力される。コンピュータ 1 4 にて行われる処理は、実施例 2 で説明した処理と同じである。ただし、本実施例では、実施例 2 で実行されるステップ 2 4 の処理のうち、 γ 線撮像信号の積算値を差引くことは行われぬ。コンピュータ 1 4 での処理により、合成断層像のデータが得られる。

【 0 0 8 1 】

本実施例は、実施例 2 で述べた効果を得ることができる。本実施例は、実施例 2 よりも信号処理装置 3 3 に入力される γ 線撮像信号が著しく減少する。このため、X 線撮像信号に基づいた精度のよい X 線 CT 像のデータを得ることができる。

。最終的に得られた合成断層像のデータをモニタ 3 2 に表示したとき、患部の位置を精度良く知ることができる。本実施例は、実施例 2 と同様に、放射線検出器 2 から出力される出力信号から X 線撮像信号と γ 線撮像信号をそれぞれ分離する処理を行ってはいないが、X 線 CT 像データを作成することができ、PET 像のデータを取得することができる。

【 0 0 8 2 】

以上に述べた各実施例は、放射線検出器として半導体放射線検出器を用いているが、半導体放射線検出器の替りにシンチレータを用いることも可能である。シンチレータを用いた場合でも、その出力信号は、前述した各信号弁別装置で信号処理することができる。シンチレータのクリスタルとしては、ビスマスゲルマネート、ガドリニウムシリケートまたはイットリニウムシリケートが用いられる。放射線検出器としてシンチレータを用いることによって、各実施例における検査時間が更に短縮でくる。

【 0 0 8 3 】

【発明の効果】

本発明によれば、放射線検診装置の構成を著しく単純化できる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本発明の好適な一実施例である放射線検診装置の斜視図である。

【図 2】

図 1 に示す実施例における信号弁別装置の構成図である。

【図 3】

図 2 の波形整形装置に入力される γ 線撮像信号の波形を示す説明図である。

【図 4】

図 2 の波形整形装置から出力された γ 線撮像信号の波形を示す説明図である。

【図 5】

図 1 のコンピュータで実行される処理手順のフローチャートである。

【図 6】

放射線検出器で検出された γ 線撮像信号のエネルギースペクトルを示す説明図

である。

【図 7】

γ 線撮像信号を除去した X線撮像信号のエネルギースペクトルを示す説明図である。

【図 8】

図 1 に示す実施例における信号弁別装置の他の実施例を示す説明図である。

【図 9】

図 8 の信号弁別装置の動作タイムチャートである。

【図 1 0】

本発明の他の実施例である放射線検診装置の斜視図である。

【図 1 1】

図 1 0 に示す信号弁別装置の詳細構成図である。

【図 1 2】

本発明の他の実施例である放射線検診装置の斜視図である。

【図 1 3】

本発明の他の実施例である放射線検診装置の縦断面図である。

【図 1 4】

図 1 2 の実施例においてコリメータを放射線検出器の位置からずらした状態を示す説明図である。

【図 1 5】

本発明の他の実施例である放射線検診装置の斜視図である。

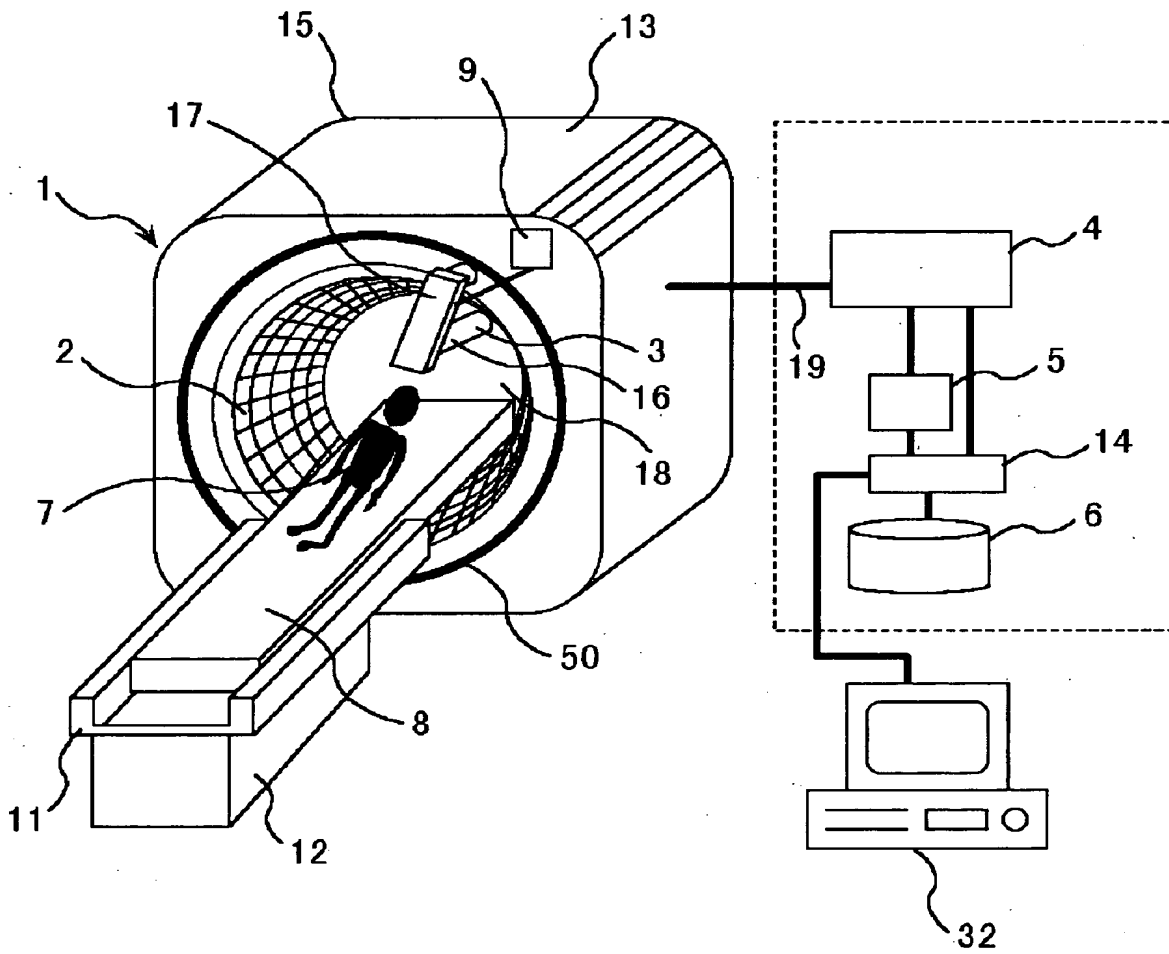
【符号の説明】

1, 1 A, 1 B, 1 C…放射線検診装置、2, 5 4, 5 5…放射線検出器、3…X線源、4, 4 A, 4 B…信号弁別装置、5…同時計数装置、6…記憶装置、8…ベッド、9…駆動装置制御装置、1 0…コリメータ、1 1…被検診者保持装置、1 3, 1 3 A, 3 0, 3 0 A…撮像装置、1 4…コンピュータ、1 5…ケーシング、1 6…X線源装置、1 7…X線源駆動装置、1 8…孔部、3 2…モニタ、3 4…駆動装置制御装置、4 1…波形整形装置、4 2… γ 線弁別装置、4 3…波高分析装置、4 4…電源、5 0…ガイドレール、6 0…切替スイッチ。

【書類名】 図面

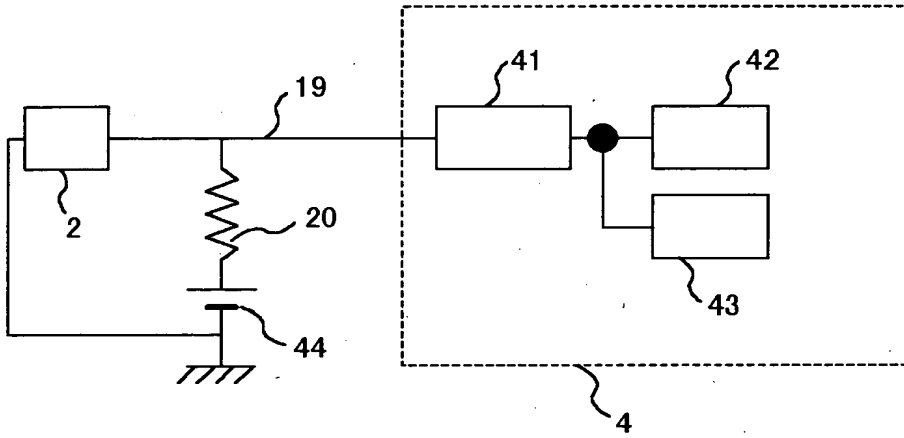
【図 1】

図 1



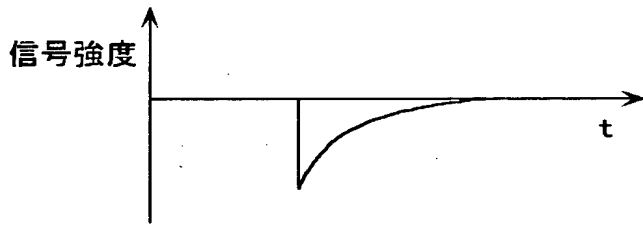
【图 2】

图 2



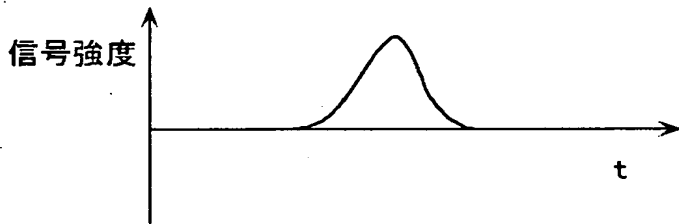
【图 3】

图 3



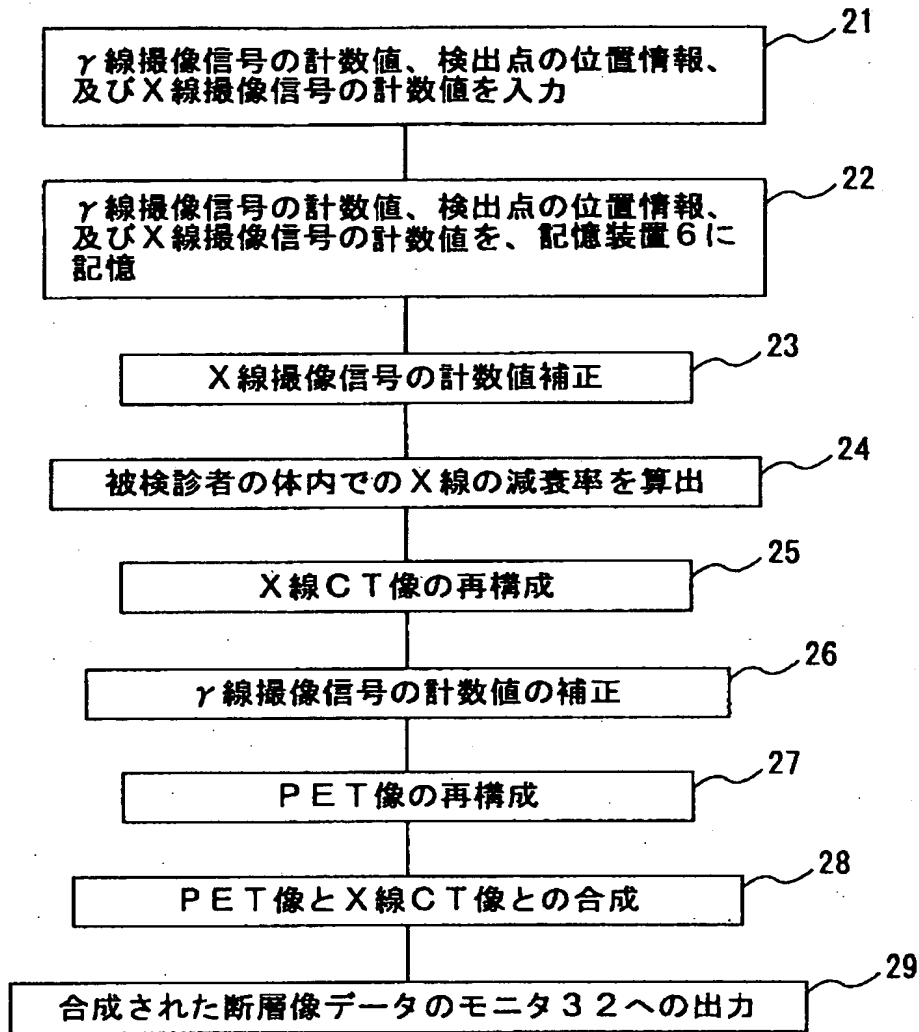
【图 4】

图 4



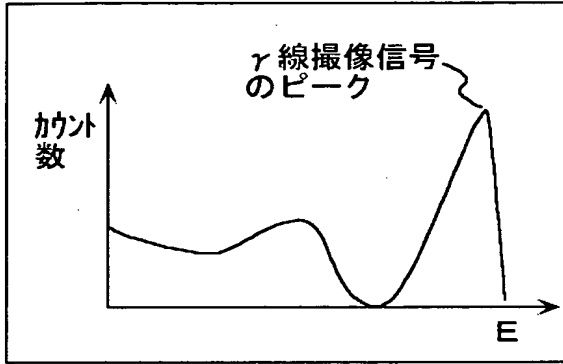
【図 5】

図 5



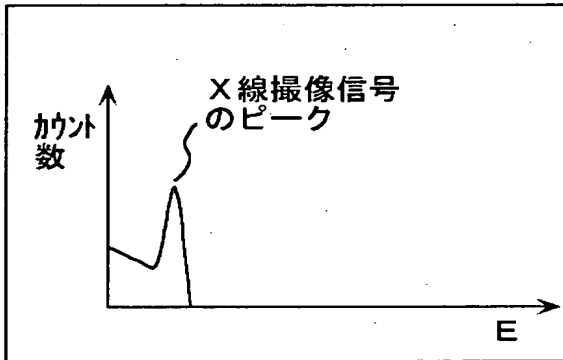
【図6】

図 6



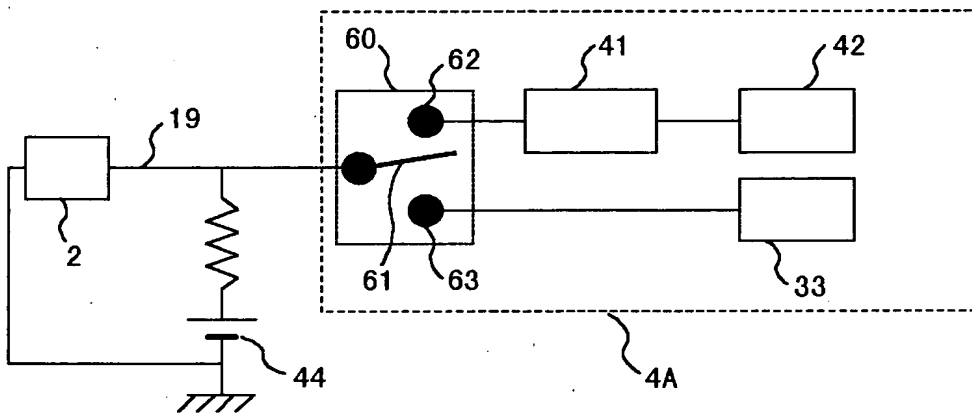
【図7】

図 7



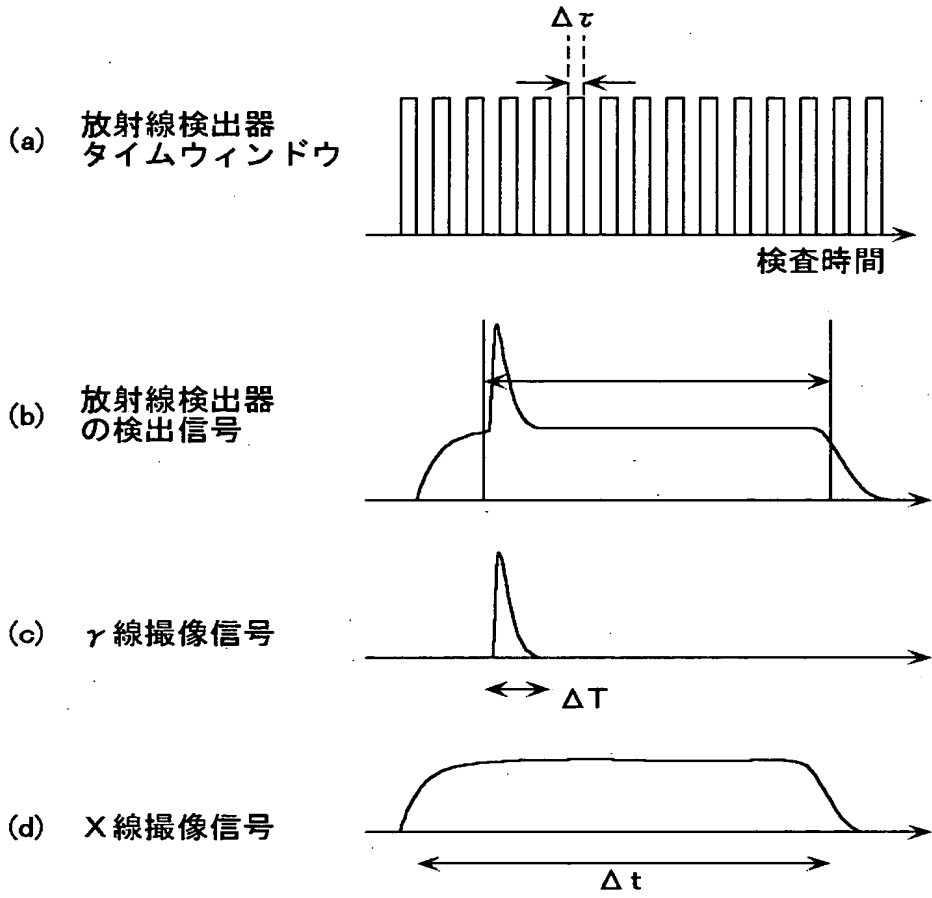
【図8】

図 8



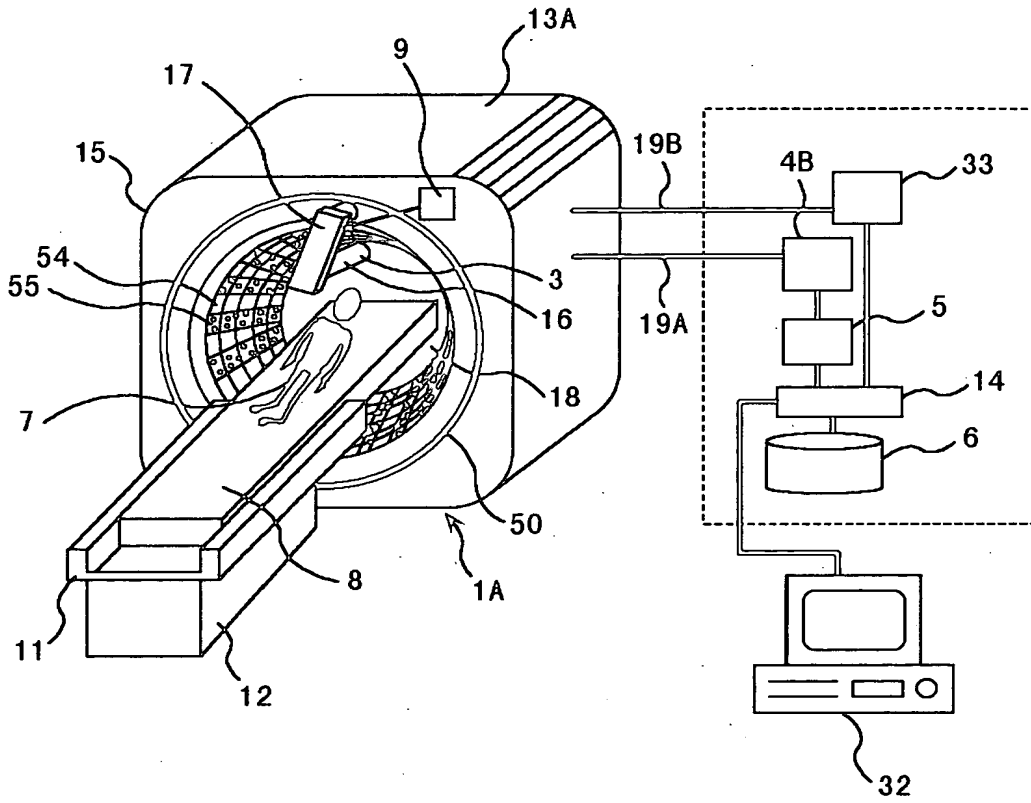
【図9】

図 9



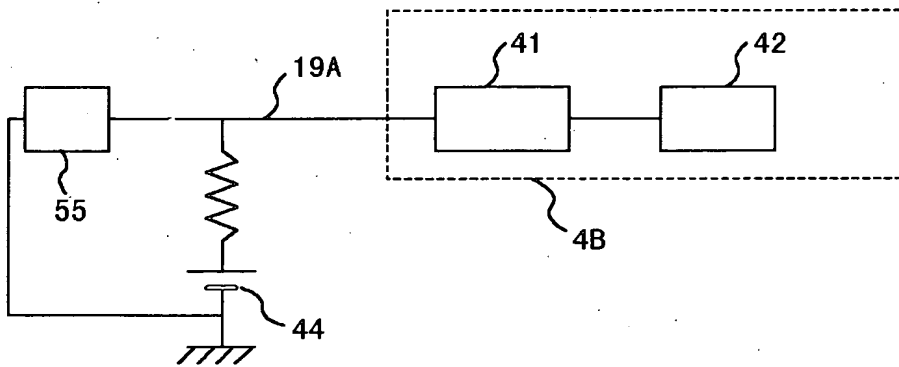
【図10】

図 10



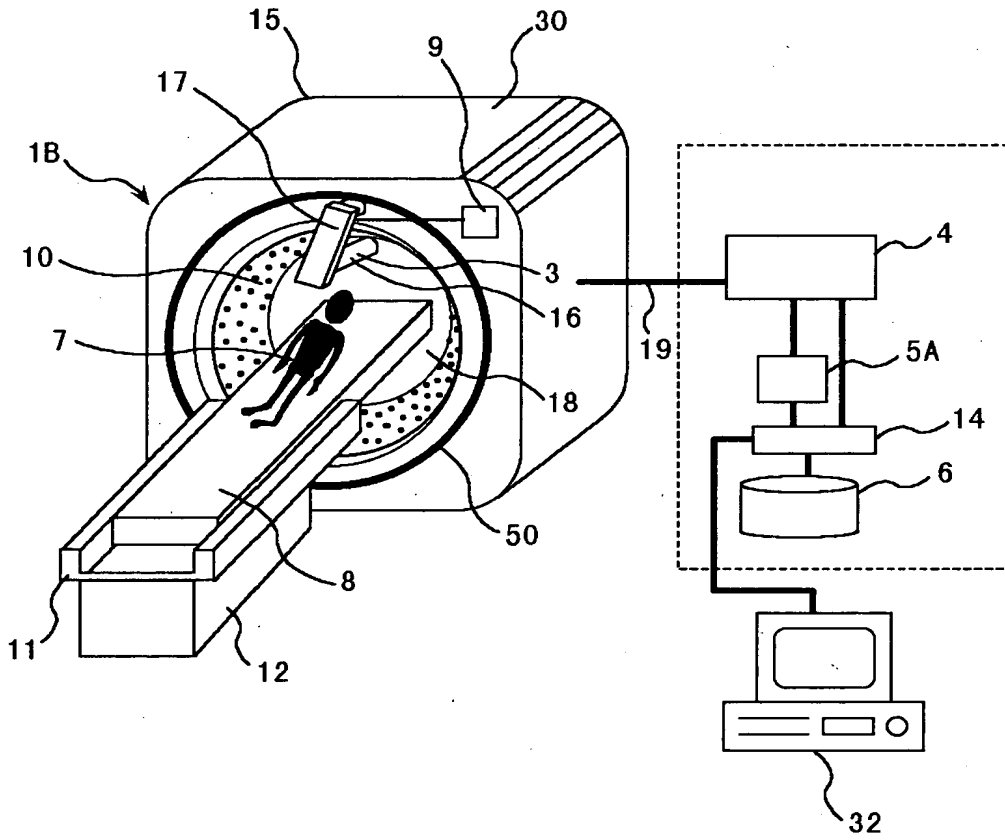
【図11】

図 11



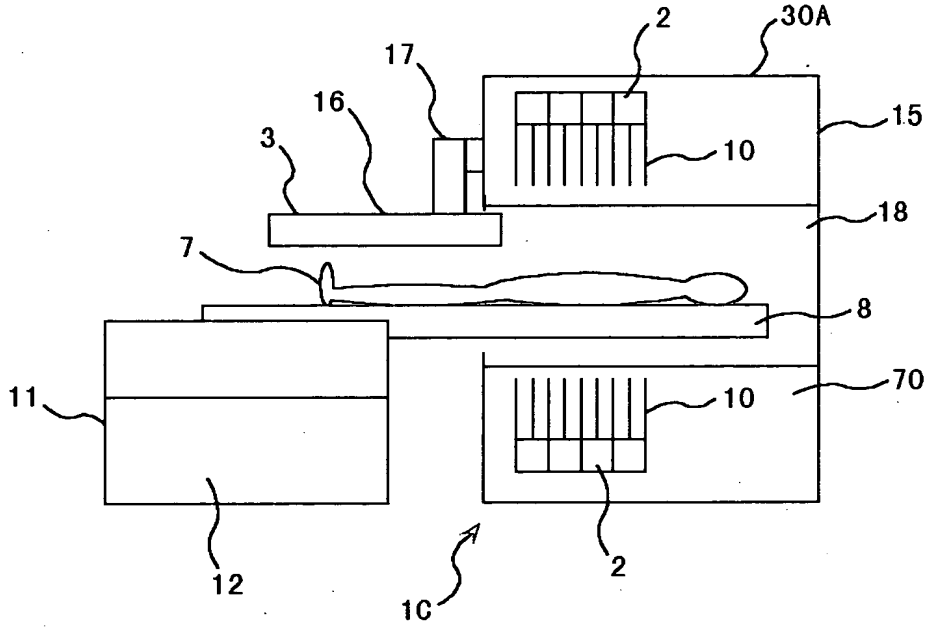
【図 12】

図 12



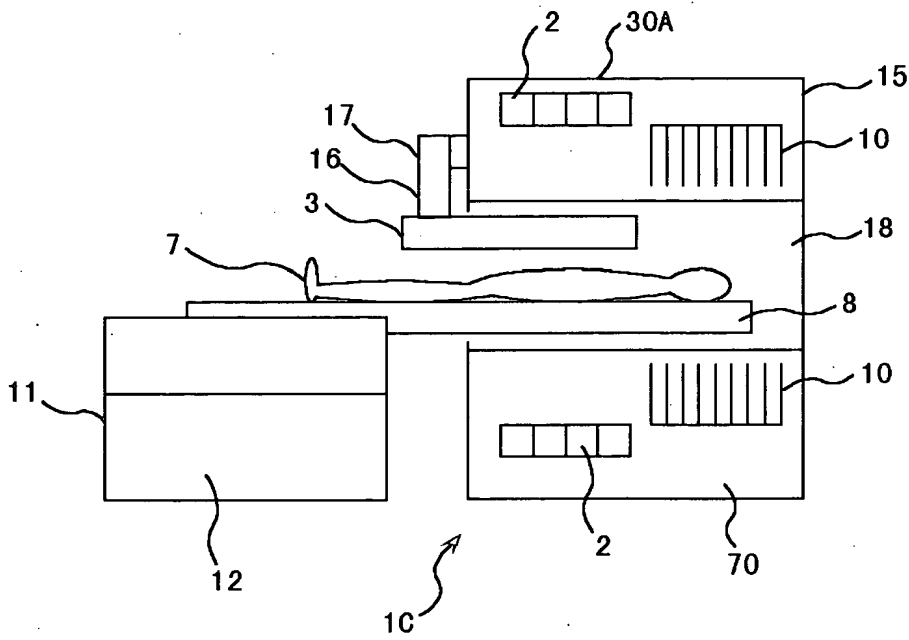
【図 13】

図 13



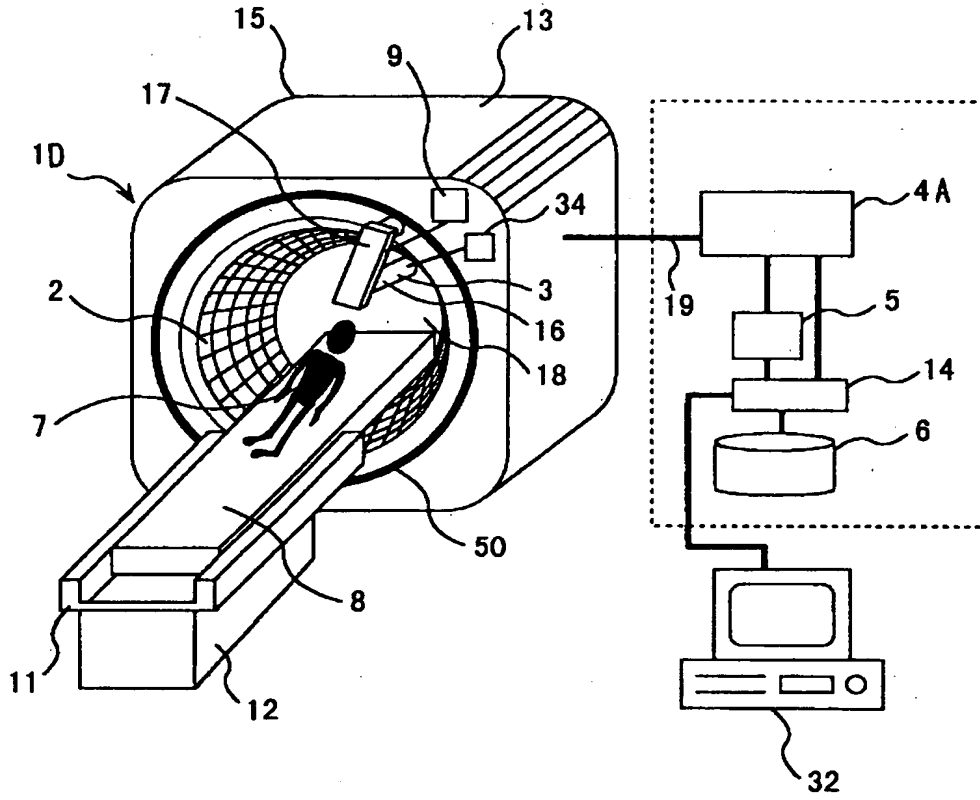
【図 14】

図 14



【図15】

図 15



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】

放射線検診装置の構成を単純化する。

【解決手段】

放射線検診装置 1 の撮像装置 1 3 はケーシング 1 5 の孔部 1 8 の周囲に複数の放射線検出器 2 を配置する。X線源装置 1 6 はケーシング 1 6 に設けられた環状のガイドレール 5 0 に沿って移動する。各放射線検出器 2 は被検診者を透過した X線及び被検診者から放出された γ 線を検出して X線検出信号及び γ 線検出信号を含む出力信号を出力する。信号弁別装置 4 はその出力信号から X線検出信号及び γ 線検出信号を別々に分離する。コンピュータ 1 4 は X線検出信号に基づいた X線 CT 像データ及び γ 線検出信号に基づいた PET 像データを作成し両データを合成する。一台の撮像装置の放射線検出器 2 が X線検出信号及び γ 線検出信号を出力するので放射線検診装置の構成を著しく単純化できる。

【選択図】 図 1

特2001-184206

認定・付加情報

特許出願の番号	特願2001-184206
受付番号	50100880459
書類名	特許願
担当官	第一担当上席 0090
作成日	平成13年 6月20日

<認定情報・付加情報>

【提出日】 平成13年 6月19日

次頁無

出願人履歴情報

識別番号

[000005108]

1. 変更年月日

1990年 8月31日

[変更理由]

新規登録

住所

東京都千代田区神田駿河台4丁目6番地

氏名

株式会社日立製作所